Aus der Abteilung für Traumatologie
und Wiederherstellungschirurgie am Klinikum Steglitz
Leiter: Prof. Dr. R. Rahmanzadeh

Vergleichende morphologische Untersuchungen von Knochenbohrungen an Kaninchenfemora unter Verwendung von Laserstrahlen und mechanischem Bohrgerät

Inaugural – Dissertation

zur Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Christian Joos

Freiburg/Brsg.

1977

Aus der
Abteilung für Traumatologie und Wiederherstellungschirurgie am Klinikum Steglitz
Leiter: Prof. Dr. R. Rahmanzadeh

Vergleichende morphologische Untersuchungen von Knochenbohrungen an Kaninchenfemora unter Verwendung von Laserstrahlen und mechanischem Bohrgerät.

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Christian Joos
Freiburg/Brsg.

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gliederung

I. EINLEITUNG

II. EIGENE VERSUCHE

III. ERGEBNISSE

1. Röntgenkontrollen

2. Histologische Befunde

IV. DISKUSSION

V. ZUSAMMENFASSUNG

VI. LITERATURVERZEICHNIS

VII. LEBENSLAUF

I. E I N L E I T U N G

Wer die Literatur der letzten Jahre unter dem Gesichtspunkt "Einsatz von Laserstrahlen innerhalb der Knochenchirurgie" verfolgte, mußte überrascht feststellen, daß das Thema "Laser-Knochenbohrungen" bezüglich Morphologie sowie funktionellen Auswirkungen bislang nicht ausreichend untersucht wurde. Zwar setzte bereits 1965 Flach et al. Kaninchenknochen der Strahlung eines Q-swit$ch-Rubinlasers aus. Auch die Arbeitsgruppe um L. Goldman beschäftigte sich 1969 mit dem Einsatz eines Rubinlasers als Knochenbohrer am Kaninchen, wobei über das wiederholte Auftreten von Fettembolien berichtet wird. Hislop und Parker beschrieben 1973 erhebliche Knochennekrosen bei der Gewinnung von Knochengewebsproben mit Hilfe eines als Knochensäge eingesetzten CO_2-Lasers. Schließlich existiert eine umfangreiche Literatur über den Lasereinsatz als Bohrwerkzeug in der Zahnheilkunde - stellvertretend seien hier die ausführlichen Arbeiten von J. Vahl, 1967, 1971 genannt - die sich insgesamt sehr zurückhaltend über die bisherigen - allerdings nicht mit dieser Arbeit vergleichbaren - Versuche äußern.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547617_0030

So blieb die für den Kliniker interessante Frage unbeantwortet, inwieweit mit Hilfe der Laser-Technik am Knochen Mikrobohrungen für Osteosynthese-Schrauben durchgeführt werden können.

Als wesentlich für die Themenstellung erwies sich folgender Umstand: Bei der operativen Versorgung von Trümmerfrakturen sind die mit konventionellen Bohrgeräten bearbeiteten Knochenfragmente einer starken mechanischen Belastung ausgesetzt, die allzu oft eine Zerstörung des betreffenden Knochenfragments zur Folge hat. Ein Laser - als Bohrgerät eingesetzt - umgeht dagegen dank seiner berührungsfreien Arbeitsweise elegant die durch Vibration hervorgerufenen Nachteile.

Als völlig offen mußte allerdings bei Beginn der Arbeit die Frage nach Präzision und Stabilität des Laser-Bohrkanals sowie das Problem der Gewebsschonung bei mehreren, in definierten Abständen gesetzten Bohrlöchern gelten. Somit stellte sich nun die Aufgabe, diesen speziell auf dem Gebiet "Osteosynthese in der Handchirurgie" sich ergebenden Überlegungen durch tierexperimentelle Untersuchungen zu einer Klärung zu verhelfen.

L A S E R, ein Akronym für "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation", stellt eine relativ junge Erfindung dar, die

nach ersten Versuchen von Townes und Mitarbeiter (USA) sowie Basow und Prochnow (UdSSR) im Jahre 1960 durch Maiman maßgeblich entwickelt wurde.
Bis heute hat die Lasertechnik eine rasante Entwicklung durchgemacht und zur Konstruktion sehr verfeinerter und komplizierter Geräte geführt.
Desungeachtet soll zunächst das Grundprinzip eines Lasers dargestellt werden: Mit dem Begriff "induzierte Emission von Strahlung" (stimulated emission of radiation) wird ein Vorgang beschrieben, bei dem durch die gepulste oder kontinuierliche Energiezufuhr Elektronen der Lasersubstanz auf ein höheres Energieniveau gehoben werden, von welchem sie auf ihr ursprüngliches Niveau unter Abgabe von Energie in Form von Photonen zurückkehren. Die entstandenen Photonen ihrerseits regen weitere aktivierte Atome an, Energie in Form von Photonen abzugeben. Resonatorspiegel verhindern eine vorzeitige Abgabe des infolge der Kettenreaktion verstärkten Lichts, so daß hohe Intensitäten erreicht werden. (MÜSSIGGANG u. KATSAROS (1971), BIRCH (1973), GEERAETS (1965), VAHL (1971) u.a.). Die emittierte Strahlung ist im Gegensatz zu allen natürlichen Lichtquellen kohärent und mono-

chromatisch, was von Bedeutung auch für die Anwendung des Lasers in der Medizin ist: So ermöglicht die Kohärenz die Abgabe relativ grosser Leistungen, während die Monochromasie bei der selektiven Absorption durch verschiedene Gewebsbestandteile eine Rolle spielt (SMART, 1969).

Inzwischen sind eine große Zahl - VAHL spricht von über 150 - Laserlicht ausstrahlenden Substanzen bekannt geworden, so daß nicht nur im sichtbaren Bereich des Spektrums, sondern auch im UV- und Infrarotbereich arbeitende Geräte zur Verfügung stehen.

Eine Übersicht über die häufig in der biomedizinischen Forschung verwendeten Festkörper- und Gas-Laser gibt FANKHAUSER (1971) in der Tabelle 1 und 2.

Tabelle 1
Typische Ausgangsleistungen **gepulster**, in der biomedizinischen Forschung verwendeter Lasersysteme

Lasermaterial	Wellenlänge (nm)	Pulsdauer (sec.)	Pulsenergie (j.)	Strahl-divergenz (mrad)
Rubin	694,3	$0{,}4–5{,}0 \times 10^{-3}$	< 500	1 – 15
Neodym	1060	$1{,}0–3{,}5 \times 10^{-3}$	< 1500	5 – 20
Rubin (Q-switch)	694,3	$10 – 20 \times 10^{-9}$	1 – 5	1 – 5
Neodym (Q-switch)	1060	$30 – 50 \times 10^{-9}$	1 – 5	1 – 5

Tabelle 2
Typische Ausgangsleistungen **kontinuierlicher**, in der biomedizinischen Forschung verwendeter Lasersysteme

Lasermaterial	Wellenlänge (nm)	Leistung (w)	Strahl-divergenz (mrad)
Stickstoff	337,1	0,100	1 – 10
Argon	488–514	1 – 10	2
YAG-Nd + SHG*	530	0,1 – 0,5	1 – 5
Krypton	647,1	0,5 – 2,5	2
Helium-Neon	632,8	0,010–0,100	1
YAG-Nd	1060	1 – 100	1 – 5
Kohlendioxid	10 600	1 – 100	1 – 10

* SHG = Second Harmonic Generation (Frequenzverdopplung).

Tab. 1 und 2
nach Fankhauser 1971

Anwendungsbeispiele von Laserstrahlen in der Medizin

modifiziert nach BIRCH (1973)

Lasertyp	klinische Anwendung	experimentelle Anwendung
Rubin- und Argonlaser	Eingrenzung von Netzhautablösungen Koagulierung von Mikroaneurysmen Entfernung von Hämangiomen, Melanomen und Tätowierungen.	Neurochirurgische Operationen wie Thalamotomie, Hypophysektomie.
Neodym-YAG- und CO_2-Laser	Entfernung von Tumoren des HNO-Bereichs sowie der Dermatologie. Resektion von Blasentumoren	Operationen an parenchymatösen Organen wie Nierenpolresektion, Leberlappenresektion. Koagulation von blutenden Magenulcera.

Tabelle 3

Wie Tabelle 3 (mod. nach BIRCH, 1973), zeigt, werden Laser-Systeme auf den verschiedensten Gebieten der Medizin zur Anwendung gebracht. Ein allseitig anerkanntes Anwendungsgebiet in der klinischen Medizin hat sich der Laser bislang allerdings nur im Bereich der Augenheilkunde erobern können (GEERAETS 1966, LIEB und MÖRSCHEL 1969, HAGER 1973). So werden heute routinemäßig mit dem Argon-Laser Netzhautablösungen eingegrenzt und Mikroaneurysmen bei der progredienten Retinopathia diabetica koaguliert. Sowohl die extrem kurze und damit schmerzfreie Anwendung als auch die durch selektive Absorption schonende Wirkungsweise des Lasers haben zu diesem Erfolg beigetragen. Auch auf anderen Gebieten der Medizin wurde versucht, mit Hilfe des unterschiedlichen Absorptionsverhaltens verschiedener Gewebsbestandteile eine selektive Beeinflussung derselben durch die Laser-Strahlung zu erreichen. So stellte ROTHER (1975) eine detaillierte Beziehung zwischen den einzelnen Schichten der Haut und ihrem Absorptionsverhalten gegenüber den gebräuchlichen Laser-Arten auf (Abb. 1). GOLDMAN et al. (1965, 1967, 1971, 1973), YULES et al. (1967), Mc GUFF et al. (1964), sowie SOLOMON et al. (1968) nutzten diesen Umstand aus bei der Entfernung von Tätowierungen, Hämangioma simplex und Melanomen. Obwohl hierbei häufig von guten Ergebnissen berichtet wird,

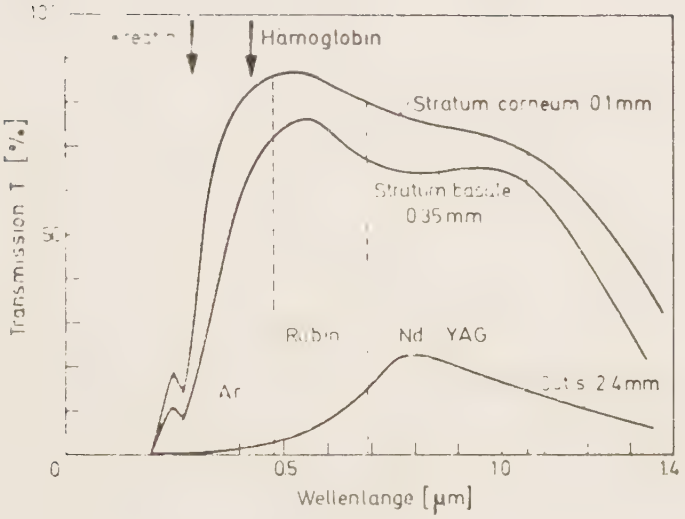

Abb. 1 Lichttransmission durch verschiedene Hautschichten. Aus ROTHER (1975)

hat sich der Laser in der dermatologischen Klinik bislang gegenüber anderen Methoden noch nicht als deutlich überlegen erwiesen.
Sicherlich sollte der Umstand der selektiven Absorption auch nicht überbewertet werden. So kommt es im Bereich der experimentellen Chirurgie und Urologie weniger auf die Selektivität als auf das Ausmaß der Energieabsorption durch die Gewebe an. MÜSSIGGANG u. ROTHER (1974) sowie GROTELÜSCHEN u. BÖDECKER (1974) haben eingehend die Vorgänge beschrieben, die sich dabei im absorbierenden Gewebe abspielen: Durch die Absorption der eingestrahlten Lichtenergie kommt es zu einer Erhitzung des Gewebes. Diese führt zunächst bei ca. 56 °C zu einer Eiweiß-Koagulation (HELLWIG et al. 1965), und bei weiterer Energiezufuhr

zu einer Verkochung des Gewebes, wobei - solange nicht das Zellwasser restlos verdampft ist - die Temperatur von 100 °C nicht überschritten wird. Das Verdampfen des Zellwassers führt einerseits zu einer Schrumpfung, andererseits auch zu einer Zerreißung des Gewebes. Weitere Energiezufuhr hat schließlich eine Veraschung des Gewebes zur Folge.

Es hat sich gezeigt, daß auf Grund dieser Vorgänge die verschiedensten Gewebe bei ausreichender Laser-Leistung sich mühelos durchschneiden ließen. Hiermit lag der Gedanke nahe, Laserstrahlen als Schnittwerkzeug in die Chirurgie bzw. Urologie einzuführen.

Über die Vorteile gegenüber Skalpell und elektrischem Messer berichten die experimentell-chirurgischen Arbeiten von MÜSSIGGANG u. KATSAROS (1971) sowie GROTELÜSCHEN u. BÖDECKER (1974). So werden vor allem genannt:

1.) Asepsis der Strahlen.
2.) Sehr gute hämostatische Wirkung.
3.) Durch punktförmiges Operieren und berührungsfreies Arbeiten grössere Gewebsschonung.

Aufgrund dieser Eigenschaften wird der Laser z.Z. bei Operationen an parenchymatösen Organen wie Leber, Milz und Niere tierexperimentell mit Erfolg erprobt.

Hierbei finden vor allem zwei Laser-Typen Verwendung:

CO_2-Laser (Wellenlänge 10,8 µ), deren Energie von den meisten organischen Geweben sehr stark absorbiert wird. Sie besitzen daher hohe Schneid- aber nur geringe Koagulationswirkung (ROTHER, 1975).

Neodym-YAG-Laser weisen auf Grund der geringeren Gewebsabsorption eine größere Eindringtiefe auf. Dies hat zur Folge, daß einerseits der seitliche Wärmeabstrom und damit auch die Nekrosebreite größer ist als beim CO_2-Laser. Andererseits führt dieser Umstand auch zu einem noch besseren hämostatischen Effekt. Darüberhinaus haben Neodym-Laser die Eigenschaft, daß ihr Licht von 1,06 µ Wellenlänge über flexible Lichtleitfaser an den gewünschten Ort gelenkt werden kann (GROTELÜSCHEN, BÖDECKER 1974), während der CO_2-Laser hierzu aufwendige Spiegelsysteme benötigt.

II. E I G E N E V E R S U C H E

Als Laser verwendeten wir den von der Firma Messerschmidt-Bölkow-Blohm (MBB) für den medizinischen Bereich entwickelten 30-Watt-Neodym-YAG-Laser "MEDILAS" (Abb. 2).
Die mechanischen Vergleichsbohrungen wurden mit der von der Firma Link hergestellten Mikro-

Abb. 2 Der von MBB entwickelte Neodym-YAG-Laser "MEDILAS": Im fahrbaren Pultgehäuse (re). Kühl- und Netzgerät, darüber Bedienungsplatte. Li. o. der Laserkopf sowie der flexible fiberoptische Lichtleiter.

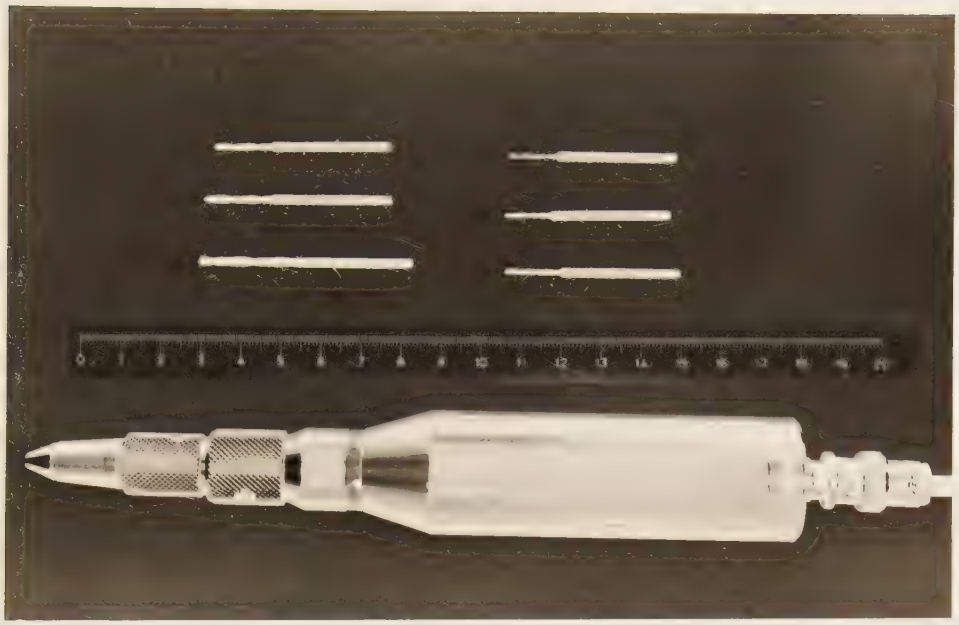

Abb. 3 Mikro-Bohrmaschine Modell "LINK" mit dem dazugehörigen Bohrsatz (0,8 - 2,0 mm Ø).

bohreinheit (Abb. 3) durchgeführt.
Mit beiden Methoden erfolgten an 10 Kaninchen 98 Knochenbohrungen im Kaliberbereich von 0,8 - 1,6 mm. Als Versuchstiere dienten männliche Kaninchen im Alter von 8-12 Monaten, d.h. erwachsene Tiere mit bereits geschlossenen Epiphysenfugen. Zur Narkose wurde den Tieren ca. 0,5 ml Nembutal^{R} injiziert, anschließend das Operationsfeld enthaart, mit Merfen^{R} desinfiziert und steril abgedeckt.
Die anatomischen Verhältnisse und die Schnittführung zur Freilegung der Femurdiaphyse sind in der Abb. 4 dargestellt.

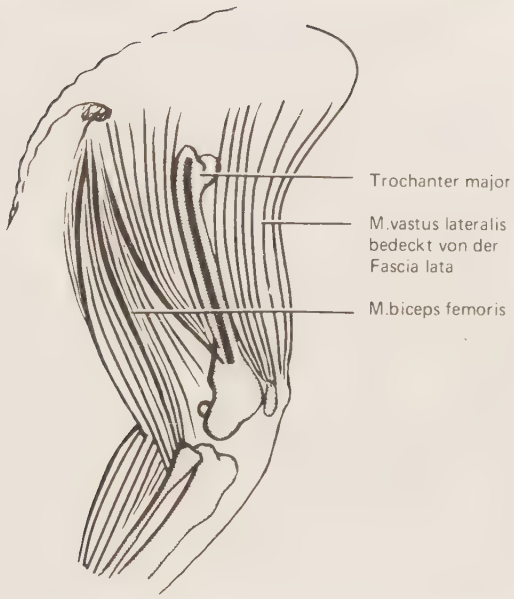

Abb. 4 Hintere Extremität des Kaninchens mit Schnittführung über Femurdiaphyse (modifiziert nach LEONARD, 1969).

Um vergleichbare Versuchsergebnisse zu erhalten, wurden an jedem Tier beide Methoden zur Anwendung gebracht, wobei die Femora jeweils einer der beiden Bohrmethoden unterzogen wurden. Der Abstand der Bohrkanäle voneinander lag bei 5 mm (siehe Abb. 5 und Abb. 6).
Das Bohrkanalkaliber betrug bei der Mikrobohreinheit "LINK" je nach Bohrkopf 2,0; 1,6; 1,4; 1,2; 1,0 und 0,8 mm.
Entsprechende Ergebnisse wurden vom "MEDILAS" unter Verwendung von Argon-Schutzgas zur Kühlung bei konstanter Ausgangsleistung von 28 W

Abb. 5 Operationssitus mit mechanisch hergestellten Bohrlöchern.

Abb. 6 Operationssitus mit Laser-Bohrlöchern.

durch Variation der Einwirkdauer erzielt:

Zeit	Durchmesser	Die Zeitangaben
9 sec.	1,6 mm	beziehen sich auf
6 sec.	1,4 mm	die vollständige
4 sec.	1,2 mm	Durchbohrung der
3 sec.	1,0 mm	etwa 0,3 mm star-
2 sec.	0,8 mm	ken Corticalis.

Der operative Eingriff erfolgte unter guten aseptischen Bedingungen, so daß keine postoperativen Infektionen beobachtet wurden.
Das Operieren mit dem "MEDILAS" erwies sich dank der flexiblen Glasfaser-Optik, die durch sterile Tücher abgedeckt wurde, als völlig unproblematisch. Ein in den Strahlengang eingeblendetes Pilotlicht erleichterte die genaue Einstellung des Handstücks auf Zielpunkte im Operationsfeld, wodurch ein exaktes Operieren mit der im unsichtbaren Bereich arbeitenden Strahlung (Wellenlänge 1,06 u) sich mühelos erreichen ließ. Die eingestrahlte Energie reichte bei einer Einwirkdauer von 2 bis 9 sec. aus, um Bohrkanäle im Kaliberbereich von 0,8 bis 1,5 mm zu erzielen. Bei der derzeitigen Entwicklung von leistungsfähigeren Geräten kann jedoch noch mit einer weiteren Verkürzung der Einwirkdauer gerechnet werden. Während des Lasereinsatzes wurden zum Schutz der Augen grüne Schutzbrillen benutzt. (Zu den Sicherheitsmaßnahmen: BURNETT 1969, GOLDMAN et al. 1969, FLORIAN 1975).

Nach Setzen von fortlaufenden Muskel- und Hautnähten wurde das Operationsfeld mit Spraypflaster abgedeckt, wodurch sich das Verbinden erübrigte. Sofort nach Abschluß der Operation wurden die Tiere noch unter Narkose geröngt und sagittale Aufnahmen der beiden Femora angefertigt.
Weitere Röntgenkontrollen wurden unter kurzdauernder Nembutal^{R}-Narkose in 7 bis 14-tägigen Abständen bis zu 3 Monate lang durchgeführt.
Um auch eine histologische Verlaufskontrolle zu erhalten, wurden die Versuchstiere entweder unmittelbar nach dem Eingriff oder in Abständen von 10, 25, 42, 50, 68 und 98 Tagen post operationem getötet.
Von den Knochenpräparaten wurden nach Entkalkung mit EDTA (Äthylendiaminotetraessigsäure) und Paraffineinbettung ca. 10-15μdicke Schnitte angefertigt. Die Färbung erfolgte ausschließlich mit Hämatoxylin-Eosin (HE).

III. E R G E B N I S S E

1. R Ö N T G E N

Unter den regelmäßigen Röntgenkontrollen zeigten sich bei der Hälfte (5) der behandelten Tiere Spontanfrakturen ohne adäquates Trauma. Diese traten zu unterschiedlichen Zeitpunkten auf: frühestens 4 Tage und spätestens 14 Tage post operationem. Hierbei waren ausschließlich die laserbehandelten Femora betroffen. Eine vorzeitige Tötung dieser Tiere ließ sich daher nicht vermeiden.
Die Abb. 7 (mech.) und Abb. 8 (las.) zeigen die beiden Femora eines Kaninchens 10 Tage post operationem. Die Fraktur liegt hier distal der Bohrlochreihe. Es fanden sich jedoch an anderen Tieren auch Splitterbrüche am proximalen Ende der Femurdiaphyse.
Hinsichtlich des weiteren Heilungsverlaufs ließen sich durch Röntgenkontrollen zunächst keine wesentlichen Unterschiede der beiden Methoden feststellen: Nach 4 Wochen ist die Knochen-Neubildung im Bohrkanal deutlich durch Verdichtungen zu erkennen.
Ausschließlich laserbehandelte Femora weisen nach der 4. Woche durch periostale Verdichtung auf eine sich bildende Knochenmanschette hin. Nach 8 Wochen ist das Bohrlumen bei beiden Methoden deutlich durch Knochenneubildung angefüllt; trotzdem lassen sich bei Beendigung der Kontrollen die einzelnen Bohrlöcher noch gut von der Peripherie abgrenzen.

Abb. 7 Röntgenaufnahme eines mechanisch bearbeiteten Kaninchenfemur 10 Tage post operationem.

Abb. 8 Röntgenaufnahme der gegenseitigen Extremität: Spontanfraktur 10 Tage p.o.

2. HISTOLOGISCHE BEFUNDE

Für die pathologisch-anatomische Auswertung der Versuche standen 500 Gewebsschnitte zur Verfügung, die allesamt lichtmikroskopisch untersucht wurden.

Abb. 9 Aufsicht auf ein mechanisch angefertigtes Bohrloch unmittelbar nach der Operation. Abbildungsmaßstab 12,8 : 1. Nachvergrösserung (Abb. 9-21) auf 9 x 13 Papier: 4 x, d.h. Papiervergrößerung 51,2 : 1; HE.

Unmittelbar nach der Operation finden sich im glattwandigen Bohrkanal als Ausdruck eines Blutgerinsels erhebliche Erythrozyten-Aggregationen (a) sowie unregelmäßig-geformte Knochenbruchstücke (b) (Abb. 9). Diese Befunde entsprechen der intraoperativ aufgetretenen Blutung sowie dem bei der Bohrung entstandenen Knochenmehl.
Zu diesem Zeitpunkt noch keinerlei Anzeichen für eine Devitalisierung der peripheren Corticalis: Die Osteozyten lassen sich auch in unmittelbarer Nähe des Bohrlochs anfärben (c).
Eine gänzlich andere Situation zeigt ein lasererzeugtes Bohrloch unmittelbar nach der Operation (Abb. 10):

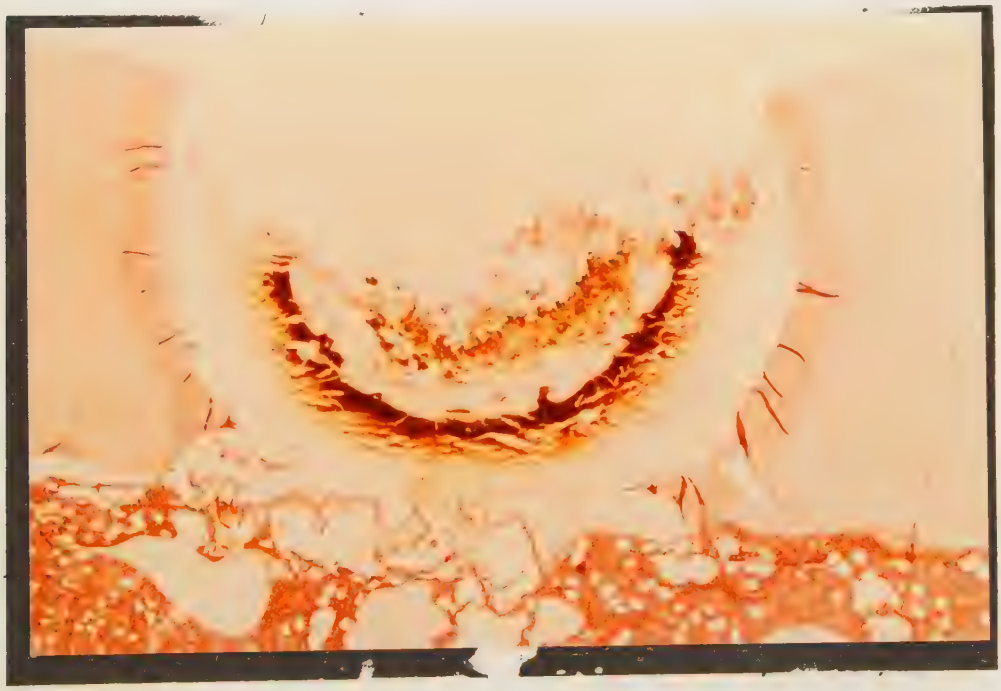

Abb. 10 Längsschnitt eines Kaninchenfemur. Teilansicht eines Laser-Bohrlochs unmittelbar post operationem, Abb.-Mst. 12,8 : 1; HE.

Statt Blutgerinsel und Knochenmehl finden sich im Bohrkanal (Ø ca. 1500 u) koagulierte bzw. veraschte Zellhaufen (GRANT, L.; BECKER, F. 1965). Die Wandpartie (a) (150 u), bestehend aus stark geschrumpftem, erschmolzenem Material, hat sich vom umgebenden Knochengewebe gelöst, so daß ein optisch nahezu leerer Raum entstanden ist (b) (400 µ). Nach peripher folgt eine sich basophil anfärbende, homogene Zone (c) (200 µ), der sich eine breite Zone devitalisierter Corticalis anschließt (d) (650 - 950 u): Es fehlen anfärbbare Osteozyten. Im unteren Teil der Abb. ist eine schwere Schrumpfung des Knochenmarks erkennbar, das zu streifigen Fetzen koaguliert ist (e). Entsprechende Verhältnisse herrschen in Abb. 11, die einen Querschnitt des Bohrkraters zeigt.

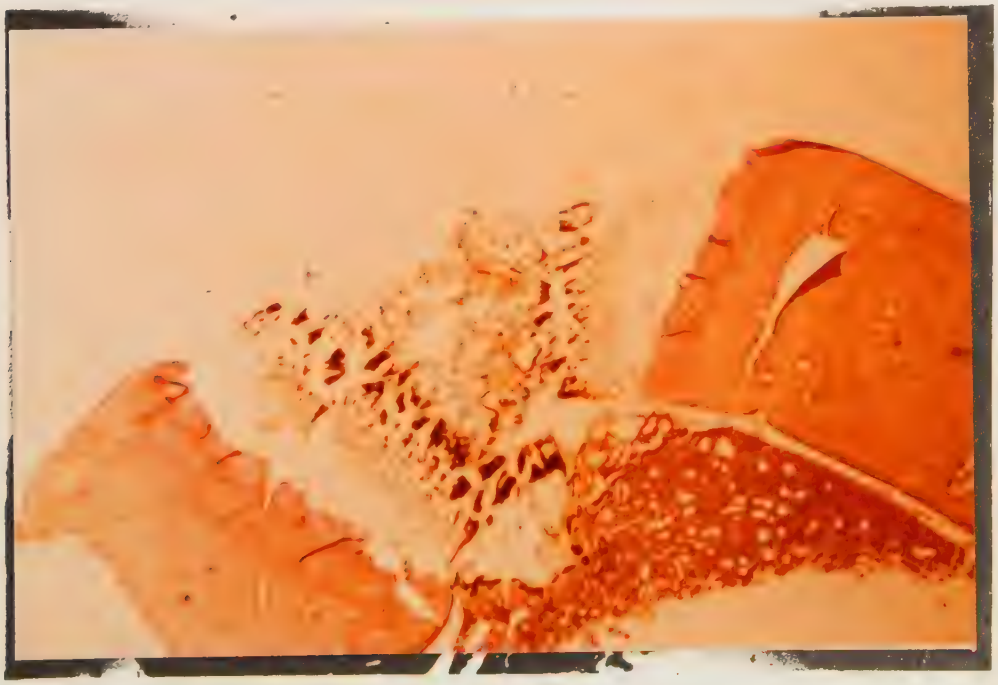

Abb. 11 Querschnitt eines Laser-Bohrkraters unmittelbar p.o. Abb.-Mst. 12,8 : 1; HE.

10 Tage post operationem ist am mechanisch bearbeiteten Kaninchenfemur das Bohrlumen nahezu vollständig von einem lockeren, zell- und gefäßreichen Organisationsgewebe ausgefüllt, das auch Anschluß an das Havers'sche Kanalsystem zu haben scheint. Neben Fibrozyten, Fibroblasten und Lymphozyten kommen auch Fettzellen vor (Abb. 12). Die Wand des Bohrkanals ist durch Osteoblasten-Tätigkeit (a) mit einer neugebildeten Knochenschicht (b) ausgekleidet (HASCHE-KLÜNDER 1952), die durch stärkere Anfärbbarkeit und durch vitale Osteozyten von ihrer nekrotischen Umgebung leicht abgrenzbar ist.

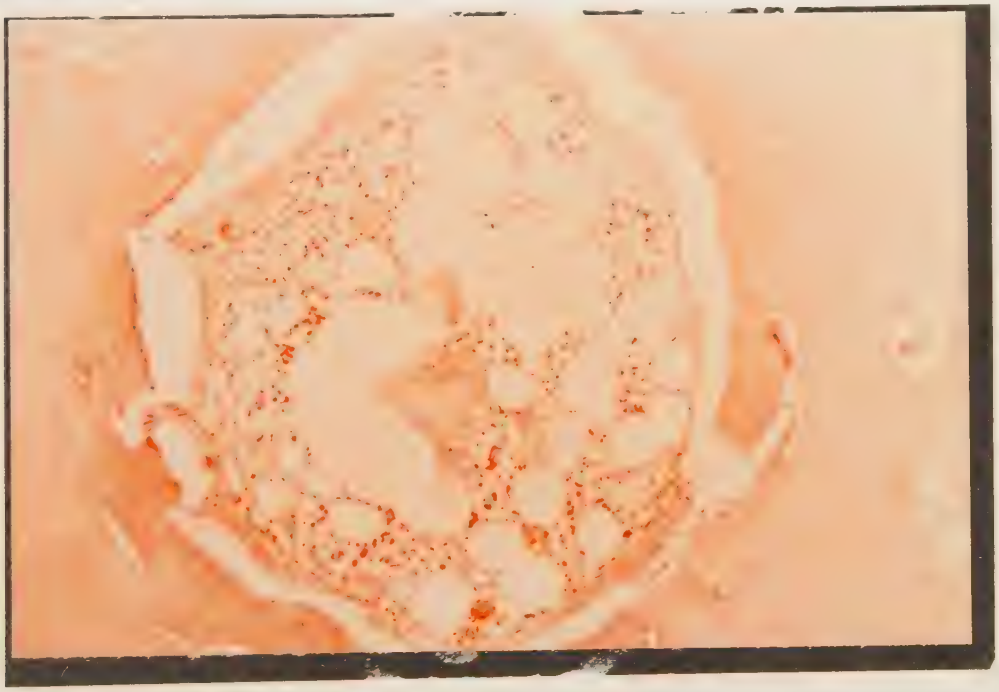

Abb. 12 Längsschnitt eines Kaninchenfemur mit Aufsicht auf eine mechanische Bohrung (Ø ca. 1000 u) 10 Tage p.o. Abb.-Mst. 32 : 1; HE.

In etwas geringerem Ausmaß (550 - 650 u) wie bei Laser-Bohrung, jedoch um Tage verzögert (SCHENK und WILLENEGGER 1964) hat sich eine periphere Corticalisnekrose nun auch bei der mechanischen Bohrung eingestellt (c) (Abb. 13). Hier finden sich als Zeichen der Resorption des nekrotischen Knochens deutlich erweiterte Havers' sche Kanäle mit Osteoklasten (d). Zugleich ist an einigen Stellen bereits eine perivaskuläre Apposition neugebildeten Knochens erkennbar (e). Diese Veränderungen entsprechen dem Beginn der "creeping substitution", des schleichenden Ersatzes der nekrotischen Corticalis durch perivaskuläre Knochenbildung (SCHENK und WILLENEGGER 1964).

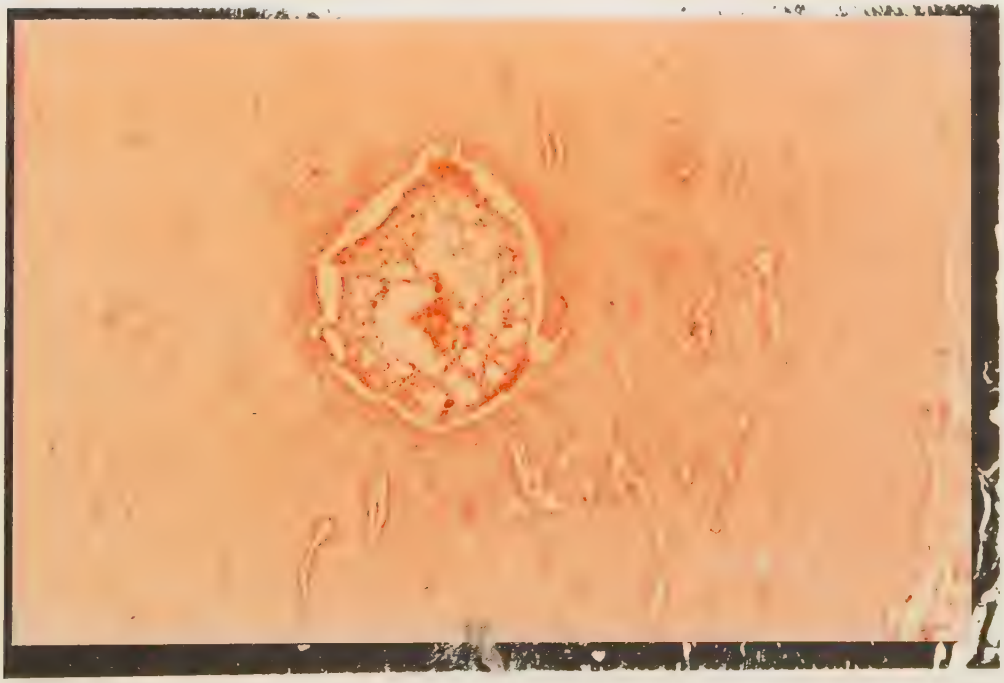

Abb. 13 wie Abb. 12, jedoch Abb.-Mst. 12,8 : 1; HE.

Im Gegensatz zu den beginnenden Reparationsvorgängen am mechanischen Bohrkanal hat sich das Bild der Laser-Bohrung nach 10 Tagen kaum verändert. Im Femurquerschnitt erkennt man die bereits genannten geschrumpften Gewebszonen, erschmolzenes Material sowie durch indirekte Nekrose alterierte Knochenmarksanteile (Abb. 14). Die bereits unmittelbar nach Laser-Einwirkung sichtbare Corticalisnekrose, erkenntlich an den optisch leeren Havers'schen Kanälen sowie Osteozytenhöhlen (a), hat sich noch geringfügig erweitert. Im Gegensatz zur mechanischen Bohrung fehlen hier jedoch alle Zeichen eines resorptiven bzw. appositionellen perivaskulären Umbaus (erweiterte Havers'sche Kanäle).

Abb. 14 Querschnitt eines Laser-Bohrkraters
10 Tage p.o. Abb.-Mst. 12,8 : 1; HE.

42 Tage post operationem zeigt der mechanisch bearbeitete Kaninchenfemur im periostnahen Bereich eine weitgehende Füllung des Defekts mit spongiösem Faserknochen. Aus Querschnitten geht hervor, daß sowohl Endost als auch das Periost an der Knochenbildung beteiligt sind, wobei die periostale Reaktion überwiegt: Während in Abb.15 das Bohrlumen durch eine vom Periost gebildete knöcherne Brücke nahezu verschlossen ist, weist der marknahe Schnitt in Abb. 19 eine geringere Defektfüllung auf.
Die periphere, avitale Corticalis wird im Rahmen der "creeping substitution" durch lebhafte Osteoklasten-Tätigkeit abgebaut, so daß das Havers'sche Kanalsystem sich stellenweise zu ausgedehnten Lakunen ausweitet (a).

Abb. 15 periostnaher Längsschnitt einer mechanischen Bohrung 42 Tage p.o. Abb.-Mst. 12,8 : 1; HE.

42 Tage p.o. fällt die zeitliche Verzögerung der Defektheilung am Laser-Femur im Vergleich zur mechanisch behandelten Kontrollgruppe besonders auf (Abb. 16): Weiterhin besteht die Wandpartie aus stark geschrumpften, erschmolzenem Material (a), das von einem optisch leeren Raum umgeben ist (b), sowie aus einer breiten Nekrosezone (c). Das Bohrlumen ist jedoch nun von einem - wie Abb. 18 zeigen wird - vor allem dem periostalen Callus zugehörigen Gewebe ausgefüllt, das starke osteogene Potenz besitzt. Zahlreiche, von einem dichten Osteoblastensaum umgebene Knochenbälkchen (d), die stellenweise die Wandung durchbrechen, zeigen den Beginn der Defektheilung an. Neben zahlreichen Histio-

Abb. 16 Aufsicht auf ein lasererzeugtes Bohrloch 42 Tage p.o., Abb.-Mst. 12,8 : 1;HE.

zyten, Fibroblasten, Fibrozyten, Osteoblasten und Osteozyten sind Fremdkörper-Riesenzellen (e) vorhanden, die für Resorption und Abtransport des erschmolzenen Materials sorgen.
Mit einer ähnlich zeitlichen Verzögerung hat in der peripheren Corticalis der perivaskuläre Abbau avitalen Knochens eingesetzt, wobei um die osteoklastisch erweiterten Havers'schen Kanäle nur geringfügiger Knochenanbau stattfindet.

68 Tage post operationem findet der bereits am 10. und 42. Tag erhobene Befund seine entsprechende Fortsetzung (Abb. 17): der mechanisch hergestellte Bohrkanal ist im periostnahen Bereich durch spongiösen Ersatzknochen nun vollkommen ausgefüllt (a), wobei die neugebildete

Abb. 17 Längsschnitt (periostnah) einer mechanischen Bohrung 68 Tage p.o. Abb.-Mst. 12,8 : 1; HE.

Knochenplatte an verschiedenen Stellen zu revitalisierten Osteonen im Bereich der peripheren Corticalis in Verbindung steht (b). Während jedoch im Rahmen der "creeping substitution" die ehemalige lamelläre Struktur im Bereich der avitalen Corticalis wiederhergestellt wird (c), zeigt der neugebildete Knochenzapfen weiterhin die Struktur des primitiven Geflechtknochens, weshalb eine Abgrenzung leicht möglich ist. Das Ausmaß der peripheren Corticalisnekrose, die an zahlreichen Stellen durch perivaskulären Knochenanbau bereits verringert worden ist, läßt sich stellenweise an einer basophilen Linie verfolgen (d).

Während 6 Wochen p.o. am Laser-Bohrkanal eine Füllung des Defekts mit spongiösem Knochen zu beobachten war, fällt 68 Tage p.o. die Abriegelung des Defekts durch zwei Knochenplatten auf (Abb. 18: a und b). Folgt man den Veröffentlichungen von SZYSZKOWITZ, WEISS und MUHR (1974), so steht das Ausmaß der Corticalisnekrose und die Stärke der periostalen und endostalen Reaktion in direktem Zusammenhang. Dementsprechend schiebt sich der knöcherne Callus zum einen vom Periost, zum anderen vom Endost in den Bohrkanal vor, wobei das erschmolzene Wand-

material zusammengedrängt, abgetragen und durch lockeres Bindegewebe (neben Fibrozyten, Fibroblasten, Lymphozytenansammlungen auch zahlreiche Fremdkörper-Riesenzellen) ersetzt wird (c).

In der breiten Zone der avitalen Corticalis setzt sich der "schleichende Ersatz" - creeping substitution - (SCHENK und WILLENEGGER 1964) zögernd fort (d).

Das zur Darstellung kommende Fettmark zeigt, abgesehen von dem durch Bindegewebe eingeschlossenen Nekrosematerial (c), keine pathologischen Abweichungen.

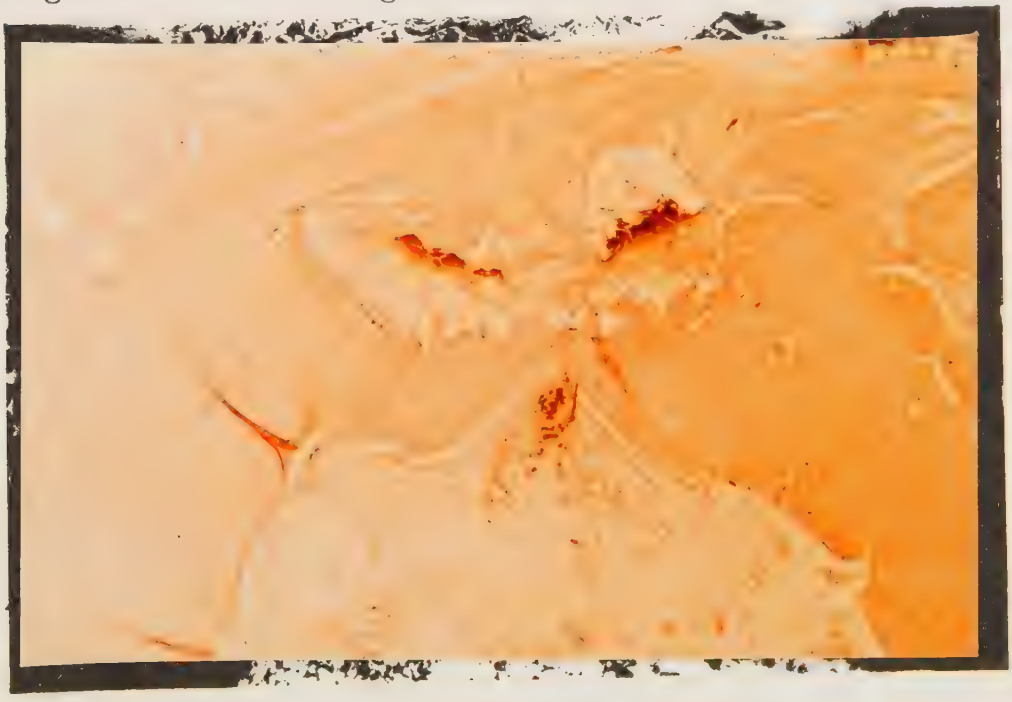

Abb. 18 Querschnitt eines Laser-Bohrkraters 68 Tage p.o. Abb.-Mst. 12,8 : 1; HE.

98 Tage post operationem ist im marknahen Schnitt eines mechanisch hergestellten Bohrlochs aufgrund der geringeren endostalen Callusbildung ein Restdefekt noch vorhanden. Fett- und blutbildendes Mark sind hier eingewandert (a).
Entsprechend dem Verlauf der Havers'schen Kanäle ist nun die Revitalisierung der peripheren Corticalis durch lamellären, perivaskulären Knochenanbau in weiten Teilen abgeschlossen.

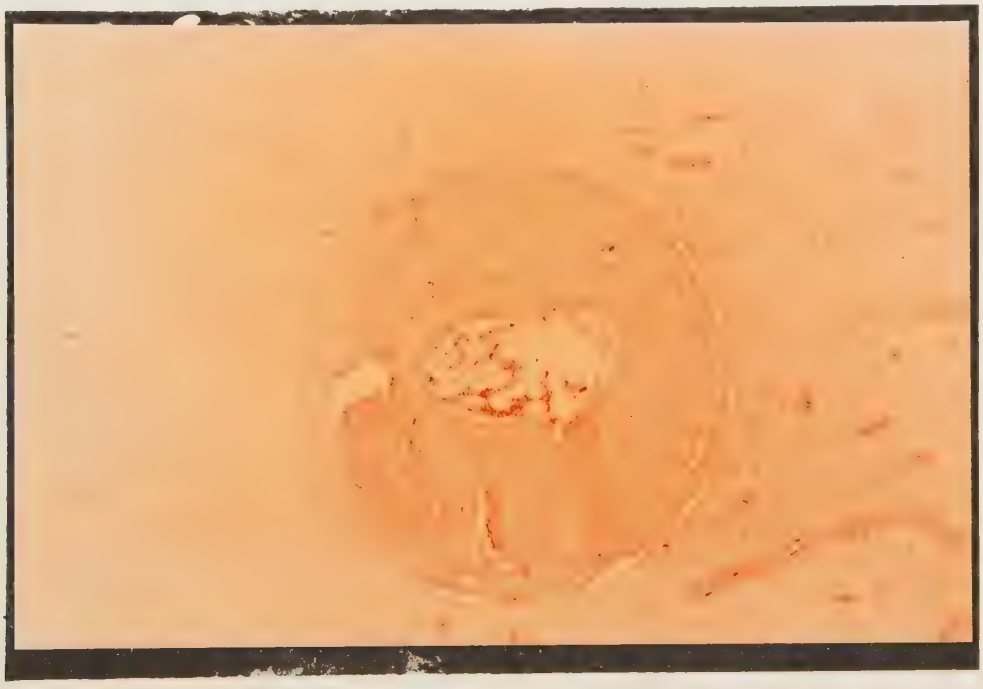

Abb. 19 Marknaher Schnitt eines mechanisch hergestellten Bohrlochs 98 Tage p.o. Abb.-Mst. 12,8 : 1; HE.

98 Tage p.o. werden die bereits schon vorher sichtbaren Hauptrichtungen der knöchernen Restitution - eine periostale sowie eine endostale - in Abb. 20 bestätigt: Der Laser-Bohrkrater ist von beiden Seiten durch dicke Platten von Faserknochen abgeriegelt (a) und (b). Im Bohrkanal-Innern findet jedoch keine Knochenbildung mehr statt (vgl. Abb. 16). Die ehemals durch Gewebsschrumpfung optisch leeren Räume sind nun mit spongiösem Knochen gefüllt, der zum einen in die nur noch stellenweise nekrotische Corticalis vordringt (c), der zum anderen die schwarz-verfärbte Wandung zusammenschiebt (d).

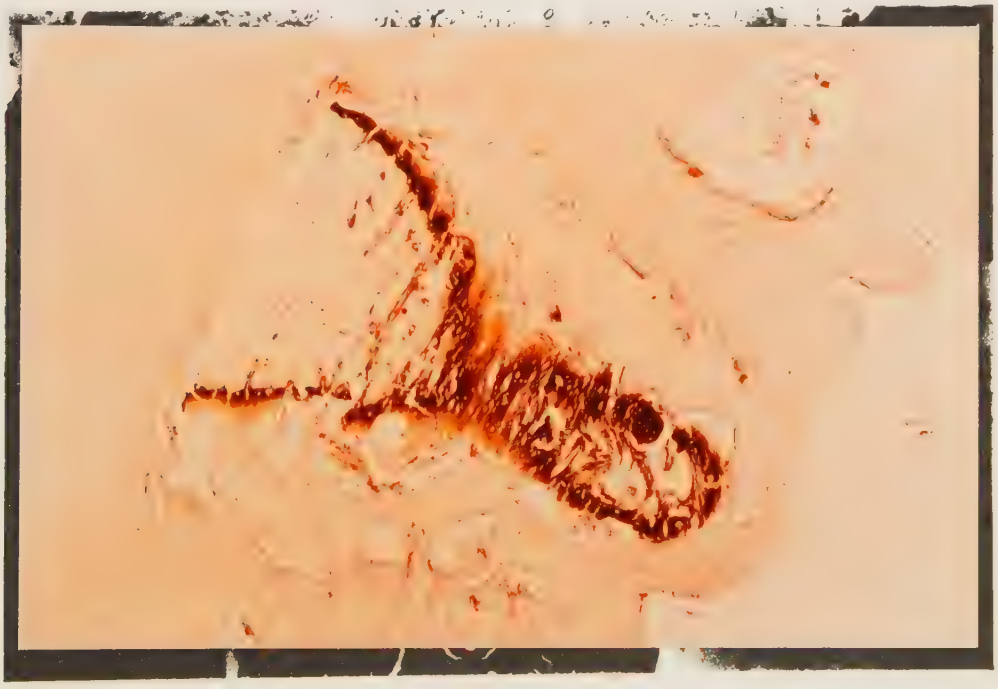

Abb. 20 Querschnitt eines Laser-Bohrkraters
98 Tage p.o., Abb.-Mst. 12,8 : 1; HE.

Die Revitalisierung der peripheren Corticalis hat durch zahlreiche neugebildete Havers'sche Kanäle erhebliches Ausmaß angenommen (e).

Um einen Eindruck von der Größe und Dauerhaftigkeit des Gewebsschadens nach Lasereinwirkung zu geben, sei auf die Abb. 21 hingewiesen, die einen Schnitt unmittelbar unterhalb der periostalen Knochenplatte zeigt (98 Tage p.o.)

Abb. 21 Laser-Bohrkanal 98 Tage p.o.
Abb.-Mst. 12,8 : 1; HE.

IV. D I S K U S S I O N

In diesem Abschnitt soll der Versuch unternommen werden, die Befunde zusammengefaßt darzulegen, sowie sie anhand der vorhandenen Literatur kritisch zu würdigen.

Das Wirkungsprinzip eines kontinuierlichen Hochleistungs-Lasers auf organisches Gewebe ist bereits eingangs beschrieben worden (MÜSSIGGANG, KATSAROS (1971), ROTHER (1974), BÖDECKER, RUDOLPH, GROTELÜSCHEN (1974)).
Es seien hier an die Phänomene: Hitzekoagulation, Verdampfung und Veraschung erinnert.
Zwar beziehen sich diese Angaben auf Experimente an der Haut sowie an parenchymatösen Organen, doch fanden sich entsprechende Ergebnisse bei den von uns durchgeführten Versuchen: Sowohl das explosionsartige Verdampfen des Knochengewebes (GOLDMANN 1969) mit Einsprengung von Gewebspartikeln in die Umgebung (KAISER 1974), als auch die Ausbildung einer veraschten Randzone (siehe Operationsphoto) konnte unter der Operation bereits makroskopisch beobachtet werden.
Ebenso zeigten sich die bei Operationen an parenchymatösen Organen von ROTHER und MÜSSIGGANG (1974) beschriebenen ausgezeichneten

hämostatischen Eigenschaften des zur Verfügung stehenden Neodym-YAG-Lasers: Während es bei der mechanischen Bohrung zu Blutungen aus den Markgefäßen kam, traten beim Lasereinsatz keinerlei Blutverluste auf.

Keinesfalls ergaben jedoch diese intraoperativen Beobachtungen bereits einen Hinweis auf die Tatsache, daß bei der Hälfte (5) der mit Laserstrahlung behandelten Kaninchenfemora innerhalb von 14 Tagen Spontanfrakturen auftraten - bei der mechanischen Kontrollserie am gegenseitigen Femur jedoch in keinem einzigen Falle.

Bereits in den histologischen Schnitten unmittelbar nach der Operation (Abb. 9 und 10) zeigen sich sehr große Unterschiede in den Auswirkungen der beiden Bohrtechniken auf die Corticalis: hat die mechanische Bohrung zu einem exakten Bohrkanal ohne Nekrosezonen in der peripheren Corticalis geführt, so fällt die Laserbohrung durch Veraschung und Schrumpfung der Bohrwandung auf. Darüberhinaus ist hier eine schwere Corticalisnekrose eingetreten, die sich - leicht erkennbar an den leeren Osteozythenhöhlen - bis zu 950 µ in die Peripherie erstreckt. Dieser B-efund entspricht den 1953 von ROUILLER und MAJNO in ihren "Morphologischen und chemischen Untersuchungen an Knochen nach Hitzeeinwirkung" mitgeteilten Beobachtungen, wonach sich nach kurzzeitiger Erhitzung der Corticalis auf 80 °C

eine sofortige Pyknose oder mangelnde Anfärbbarkeit der Osteozyten einstellt. Berücksichtigt man die gute Wärmeleitfähigkeit des Knochengewebes, so läßt sich die breite Nekrosezone nach Lasereinsatz primär auf eine thermische Schädigung der Corticalis zurückführen.

In neueren Veröffentlichungen von KIEFER (1976) und STÄHLER (1977) wird statt kontinuierlicher Energieabgabe eine fraktionierte Energieapplikation in Form von mehreren Einzelschüssen à 1 sec empfohlen. Ein derartiges Vorgehen führte an der Harnblasenwand zu einer wesentlich geringeren Carbonisierung und höheren Gewebsschonung. Entsprechende Erfahrungen an Knochengewebe stehen jedoch noch aus.

Erst in zweiter Linie dürfte bei der Corticalisnekrose ein Faktor eine Rolle spielen, der erst 10 Tage nach der Operation am mechanisch bearbeiteten Femur sichtbar wird: Nach SCHENK und WILLENEGGER (1964) führt eine Beeinträchtigung der Blutzirkulation, die durch ein Bohrloch zweifellos hervorgerufen wird, zu einer Devitalisierung der Corticalis, "deren Ausmaß im einzelnen von der Zahl und Lage funktionstüchtiger Anastomosen, von der Mitverletzung des Periosts und von der Schädigung der Gefäße im Markraum abhängt". Die beiden Autoren machten dabei die Beobachtung, "daß Osteozyten in der Wandung von Havers'schen Systemen, die ihrer Blutversorgung verlustig gingen, noch ein bis zwei Wochen überleben können."
Diese Angaben stimmen mit unserem Befund der verzögerten Nekrose-Entstehung am mechanisch bearbeiteten Femur überein.
Somit wird bei beiden Bohrverfahren eine Corticalisnekrose durch die Beeinträchtigung der Blutzirkulation hervorgerufen, wenngleich

bei der Laserbohrung die thermische Schädigung im Vordergrund steht.

Im Gegensatz zur Beurteilung der Nekrosevorgänge stellen sich bei der knöchernen Restitution erhebliche Interpretationsprobleme. In den Arbeiten von SCHENK und WILLENEGGER (1964), ALLGÖWER (1971), MÜLLER und PERREN (1972), GÖRDES und WALCHER (1972), SZYSKOWITZ, WEISS und MUHR (1974) sowie KROMPECHER (1974) wird bei der operativen Frakturbehandlung eine "primäre, angiogene Knochenbildung" d.h. Knochenheilung ohne Bindegewebs- oder Knorpelbildung als Zwischenstadium beschrieben, und als Voraussetzung hierfür eine absolut stabile Fixierung der Fragmente genannt, wie sie durch optimale Osteosynthese erreicht wird. HASCHE-KLÜNDER (1952) und KROMPECHER (1974) sind der Ansicht, daß die entsprechenden mechanisch-neutralen Verhältnisse auch bei Corticalis-Bohrlöchern gegeben sind.

Von einer "primären, angiogenen Knochenbildung" und damit vom Auftreten einheitlich ausgerichteten Lamellenknochens im Bohrkanal kann bei den vorliegenden Befunden jedoch nicht ausgegangen werden. Stattdessen vollzieht sich die Schliessung des Corticalisdefekts bei beiden Methoden - wenn auch mit großer zeitlicher Differenz - durch Bildung von spongiösem, nicht lamellärem Knochen. Die Ausgangspunkte hierfür sind im Periost, im Endost sowie im Bohrkanal sich bildenden Organisationsgewebe zu sehen.

Was die Rolle der Corticalis bei der Knochenregeneration anbelangt, so finden sich dazu sehr verschiedene Standpunkte: Während GAISER (1963) den Beitrag der Corticalis am Umbau devitalisierter Bezirke verneint, beschreiben ALLGÖWER (1963) sowie SCHENK und WILLENEGGER (1964) den schleichenden Ersatz - "creeping substitution" - nekrotischer Corticalisbezirke folgendermaßen: "im Laufe der dritten Woche beginnt von den vitalgebliebenen Abschnitten der Havers'schen Kanäle aus der schleichende Ersatz nekrotischer Knochenpartien. Osteoklasten beginnen den Kanal aufzuweiten und treiben neue Resorptionskanäle in die avitale Corticalis vor. Dicht darauf folgen ihnen Blutgefäße und mesenchymale Zellen, die zu Präosteoblasten und Osteoblasten modulieren. Sie lagern auf die Wandung des Resorptionskanals neue Knochenlamellen ab".
Diese Feststellungen stimmen vollkommen mit den von uns gemachten Befunden überein (Abb. 15 und Abb. 18), wobei auch hier wiederum eine Verzögerung dieser Heilungsvorgänge an der laserbehandelten Corticalis um mindestens vier Wochen festzustellen ist.

Auch in einem anderen Bereich differieren die beiden Versuchsgruppen erheblich: Während die knochenbildende Aktivität des Periosts in der Peripherie der mechanischen Knochenbohrungen

nur gering ist, kommt es bei der Lasergruppe ab der 6. Woche zu einer ausgedehnten periostalen Apposition von spongiösem Knochen.

Bereits HASCHE-KLÜNDER (1952) und GAISER (1963) wiesen auf die Bedeutung des Periosts bei der Überbrückung von Bohrlochdefekten in der Corticalis hin. In letzter Zeit beschäftigten sich u.a. RHINELANDER (1967), DANCKWARDT-LILLIESTRÖM, LORENZI und OLERUD (1967) sowie SZYSZKOWITZ, WEISS und MUHR (1974) mit der periostalen Callusbildung, wobei die Autoren nicht nur einer Unstabilität bei Frakturen und einer periostalen Traumatisierung, sondern auch dem Ausmaß der Corticalisnekrose eine erhebliche Bedeutung für das Ausmaß der periostalen Reaktion beimessen. Dieser Zusammenhang läßt sich auch in unseren Befunden beschreiben, in denen bei den größeren Corticalisnekrosen der Laser-Gruppe eine entsprechend stärkere periostale Knochenbildung zu finden ist.Dennoch kann die stärkere periostale Knochenbildung als stabilisierender Faktor nicht darüber hinwegtäuschen, daß auch 98 Tage p.o. noch erhebliche Nekrosebezirke und damit Zonen der Instabilität vorhanden sind. Wenn wir auch in unserer Kontrollserie keine Spätfrakturen beobachteten, so läßt sich desungeachtet eine Gefährdung der betroffenen Region annehmen.

In Zusammenhang mit den diskutierten Ergebnissen verweisen wir abschließend auf ein potentielles Anwendungsgebiet innerhalb der Knochenchirurgie, das einer experimentellen Prüfung unterzogen werden sollte: Bei der Ausräumung von Knochensarkomen oder braunen Tumoren (v. Recklinghausensche Osteodystophie) kann durch Lasereinsatz eine deutliche Demarkierung des betroffenen Areals entsprechend den beschriebenen Nekrosezonen erreicht werden. Allerdings sollte hierbei auch der Frage nach der Versprengung von malignem Gewebsmaterial beim Verdampfungsvorgang (KAISER 1974) Beachtung geschenkt werden.

V. Z U S A M M E N F A S S U N G

Es wurden an Kaninchenfemora Mikrobohrungen mit einem Neodym-YAG-Laser sowie einem mechanischen Bohrgerät durchgeführt. Nach 7-14 Tagen traten bei der Hälfte der Versuchstiere Spontanfrakturen an dem laserbehandelten Femur auf.

In den sich auf einen Zeitraum von über 3 Monaten erstreckenden histologischen Kontrollen finden sich verschiedene Gründe für diesen Befund:

1.) Die bei der Laserbohrung auftretenden hohen Temperaturen führen infolge der erheblichen Absorption zu einer ausgedehnten Nekrose der peripheren Corticalis.

2.) Die Störung der Blutzirkulation im betroffenen Bereich dürfte im Vergleich zur mechanischen Kontrollgruppe nur eine sekundäre Rolle bei der Nekrose-Bildung spielen.

3.) Im Bohrkanal und in der devitalisierten Corticalis laufen bei der Lasergruppe die Füllung des Defekts bzw. der schleichende Ersatz um mindestens 4 Wochen verzögert ab.

4.) Die bei der Lasergruppe beobachtete ausgedehnte periostale Callusbildung hat zum Zeitpunkt der Frakturentstehung noch keine Bedeutung erlangt.

Wenn auch wie eingangs betont der LASER in zahlreichen Gebieten der medizinischen Klinik und Forschung mit Erfolg eingesetzt wird, so muß für unsere Fragestellung der Einsatz der Laser-Technik als Alternative zu mechanischen Mikrobohrgeräten zumindest unter den heutigen technischen Gegebenheiten abgelehnt werden.

VI. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

ALLGÖWER, M., PERREN, S.M., RUEDI, T.: Biophysikalische Aspekte der normalen und der heilenden Knochencorticalis. Langenbecks Arch. Chir. 328, 109 - 114 (1971).

BIRCH, A.: Anesthetic considerations during laser surgery. Anesth. Analg. 52, 53 - 58 (1973).

BÖDECKER, V., RUDOLPH, M., GROTELÜSCHEN, B.: Messung der Intensitätsverteilung von YAG-Strahlung im Gewebe. Biomed.Tech. 19, 160-2 (1974).

BURKHARDT, R.: Farbatlas der Klinischen Histopathologie von Knochenmark und Knochen. Heidelberg (1970).

BURNETT, W.D.: Evaluation of laser hazards to the eye and the skin. Amer. Industr. Hyg. Ass. J. 30, 582 - 7 (1969).

DANCKWARDT-LILLIESTRÖM, G., LORENZI, G.L., OLERUD, S.: Intramedullary nailing after reaming. Acta Orthop. Scand. Suppl. 134 (1970).

EDER, M., GEDIGK, P.: Lehrbuch der Allgemeinen Pathologie und der Pathologischen Anatomie. Berlin, Hdbg., N.Y. (1974).

FANKHAUSER, F.: Der heutige Stand der Laserchirurgie. Schweiz. Med. Wschr. 101, 1425 - 34 (1971).

FLACH, A., GEISBE, H., SCHULTE, W., MÜLLER, G.: Untersuchungen mit Rubin-Laserstrahlen am tierischen und menschlichen Gewebe. Langenbecks Arch. Chir. 313, 975 - 7 (1965).

FLORIAN, H.J.: Laser und Auge - medizinischer Arbeitsschutz, Hefte Unfallheilk. 121, 514 - 9 (1975).

GEERAETS, W.J.: Medizin und Laser. Deutsch. Med. Wschr. 90, 1776 - 83 (1965).

GEERAETS, W.J.: Laserkoagulation in der Netzhautchirurgie. Graefes Arch. Ophthal. 165, 452 - 9 (1963).

GEISER, M.: Beiträge zur Biologie der Knochenbruchheilung. Stuttgart (1963).

GERHARDT, U.: Das Kaninchen. Leipzig (1909).

GÖRDES, W., WALCHER, K.: Nachweismethoden des Knochenan- und umbaus. Arch. Orthop. Unfallchir. 74, 237 - 46 (1973).

GOLDMAN, L.: Biomedical aspects of the laser. Berlin, Hdbg., N.Y. (1967).

GOLDMAN, L., WILSON, R., HORNBY, P., MEYER, P.: Radiation from a Q-switched ruby laser. Effect of repeated impacts of power output of 10 megawatt on a tattoo of man. J. Invest. Derm. 44, 69 - 71 (1965).

GOLDMAN, L., ROCKWELL, R.J., MEYER, R., OLTEN, R., WILSON, R., KITZMILLER, W.: Laser treatment of tattoos. JAMA 201, 841 - 4 (1967).

GOLDMAN, L., ROCKWELL, R.J., FIDLER, J., ALTEMEIER, W., SILER, V.: Investigative laser surgery: safety aspects. Biomed. Engin. 4, 415 - 8 (1969).

GOLDMAN, L., ROCKWELL, R.J., RICHFIELD, D., WILSON, C., FRANZEN, M., SMITH, P., HYATT, S.: Preliminary investigations of fat embolization from pulsed ruby laser impacts of bone. Nature 22, 361 - 3 (1969).

GOLDMAN, L., ROCKWELL, R.J.: Lasers in medicine. New York 1971.

GOLDMAN, L., NATH, G., SCHINDLER, G., FIDLER, J., ROCKWELL, R.J.: High-power neodymium-YAG laser surgery. Acta Dermatovener 53, 45 - 9 (1973).

GRANT, L., BECKER, F.: Mechanisms of inflammation. I. Laser-induced thrombosis, a morphologic analysis. Proc. Soc. Exp. Biol. Med. 119, 1123 - 9 (1965).

GRANT, L., BECKER, F.: Mechanisms of inflammation. II. Laser-induced thrombosis, histochemical considerations. Arch. Path. 81, 36 - 41 (1966).

GROTELÜSCHEN, B., BÖDECKER, V.: Untersuchungen zur Anwendungsmöglichkeit von Laserstrahlen als Schnittwerkzeuge in der Chirurgie. Bruns Beitr. Klin. Chir. 221, 409 - 14 (1974).

GROTELÜSCHEN, B., BÖDECKER, V.: Morphologische Befunde beim Schneiden mit Laserstrahlen. Langenbecks Arch. Chir. Suppl. 335, 271 - 3 (1974).

GUFF, Mc P., DETERLING, R., GOTTLIEB, L., FAHIMI, D., BUSHELL, C.: Surgical applications of laser. Ann. Surg. 160, 765 - 77 (1964).

HAGER, H.: Besondere mikrochirurgische Eingriffe, 2. Teil: Erste Erfahrungen mit dem Argon-Laser-Gerät 800. Klin. Mbl. Augenheilk. 162, 437 - 50, (1973).

HASCHE-KLÜNDER, R.: Tierexperimenteller Beitrag zur Frage der "angiogenen" Callusbildung. Arch. Orthop. Unfallchir. 45, 355 - 62 (1952).

HASCHE-KLÜNDER, R., GELBKE, H.: Tierversuche zur Histomechanik der Callusbildung als Kritik der Lehre Krompechers. Langenbecks Arch. Chir. 274, 62 - 87 (1952).

HALSHOFER, L.: Kreislaufstörungen des Knochens. in: Handbuch der Speziellen Pathologischen Anatomie und Histologie, hrsg. von Lubarsch, Henke u. Rössle. Berlin 1937.

HALSHOFER, L.: Erkrankungen des Knochensystems. in: Lehrbuch der Speziellen Pathologischen Anatomie, hrsg. von Kaufmann u. Staemmler Bd. II. Berlin 1962.

HELWIG, E., JONES, W., HAYES, J., ZEITLER, E.: Anatomic and histochemical changes in skin after laser irradiation. Fed. Proc. 24, 83 - 91 (1965).

HISLOP, J., PARKER, A.: The use of a laser for cutting bone samples prior to chemical analysis. Analyst 98, 694 (1973).

KAISER, N.: Möglichkeiten der Laserstrahltechnik in der Chirurgie. Langenbecks Arch. Chir. 337, 671 - 3 (1974).

KIEFHABER, P., NATH, G., MORITZ, K., KREITMAIR, A.: Einsatz des Neodym:YAG-Lasers bei der endoskopischen Blutstillung im Rahmen der Notfallendoskopie. Fortschr. gastroenter. Endoskopie 8, 226 - 32 (1976).

KRAUSHAAR, J., NÖSKE, H.-D., BREITWIESER, P.: Erfahrungen mit Lasern. München. Med. Wschr. 113, 1190 - 5 (1971).

KROMPECHER, S.: Über den Spongiosakallus. Z. Orthop. 112, 1194 - 1201 (1974).

LEONHARDT, H.: Histologie, Zytologie und Mikroanatomie des Menschen. Stuttgart 1974.

LEONARD, E.: Praktikum der Kleintier-Chirurgie. Berlin 1969.

LIEB, W.A., MÖRSCHEL, H.: Über die Lichtkoagulalation des Auges mit Laserstrahlen. Med. Welt 4, 189 - 96 (1969).

LETTERER, E.: Allgemeine Pathologie. Stuttgart 1959.

MAJNO, G.: Experimentelle Knochen- und Sehnenläsionen durch Ultraschall. Strahlenther. 81, 513 - 28 (1950).

MÜLLER, M., PERREN, S.: Callus und primäre Knochenheilung. Mschr. Unfallheilk. 75, 442 - 54 (1972).

MÜSSIGGANG, H., KATSAROS, W.: Laser in der operativen Medizin mit Möglichkeiten der Transmission über flexible Lichtleiter. Bruns Beitr. Klin. Chir. 218, 746 - 63 (1971).

MÜSSIGGANG, H.: Laseranwendungen in der Urologie. Z. Urol. 66, 759 - 63 (1973).

MÜSSIGGANG, H., ROTHER, W.: Neodym-YAG-Laser als Operationsinstrument in der experimentellen Chirurgie. München. Med. Wschr. 116, 937 - 940 (1974).

MÜSSIGGANG, H., HOFSTETTER, A., STRAELER, G., LEHETA, F.: Erfahrungen mit Laser bei Tierversuchen. Hefte Unfallheilk. 121, 520 - 2 (1975).

RHINELANDER, F.W.: The normal microcirculation of diaphyseal cortex and its response to fracture. J. Bone Jt. Surg. 50, 784 (1968).

ROTHER, W.: Grundlagen der Anwendung des Lasers in der Medizin. Hefte Unfallheilk. 121, 505 - 9 (1975).

ROUILLER, C., MAJNO, G.: Morphologische und chemische Untersuchungen an Knochen nach Hitzeeinwirkung. Beitr. Path. Anat. 113, 100-20 (1953).

SANDRITTER, W., BENEKE, G.: Allgemeine Pathologie. Stuttgart, New York 1974.

SCHENK, R., WILLENEGGER, H.: Zum histologischen Bild der sogenannten Primärheilung der Knochenkompakta nach experimentellen Osteotomien am Hund. Experimentia 19, 593 - 5 (1963).

SCHENK, R., WILLENEGGER, H.: Zur Histologie der primären Knochenheilung. Langenbecks Arch. Chir. 308, 440 - 52 (1964).

SMART, D.: Anwendung von Laserstrahlen in der Medizin. Deutsch. Ärzteblatt 16, 1122-3 (1969).

SOLOMON, H., GOLDMAN, L., HENDERSON, B., RICHFIELD, D., FRANZEN, M.: Histopathology of the laser treatment of port-wine lesions. J. Invest. Derm. 50, 141 - 6 (1968).

STAEHLER, G., HOFSTETTER, A., SCHMIEDT, E., ROTHER, W., KEIDITSCH, E.: Endoskopische Laser-Bestrahlung von Blasentumoren des Menschen. Fortschr. Med. 95, 3 - 7 (1977).

SZYSZKOWITZ, R., WEISS, H., MUHR, G.: Nekrose-callus nach stabiler Osteosynthese. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 79, 281 - 95 (1974).

SZYSZKOWITZ, R., WEISS, H.: Frakturheilung bei Stabilität und Knochennekrose. Zbl. Chir. 218, 99 (1974).

VAHL, U., PFEFFERKORN, G.: Elektronenoptische Untersuchungen der durch Laser-Beschuß hervorgerufenen Veränderungen an Zahnhartsubstanzen. Deutsch. Zahnärzt. Z. 22, 386 - 93 (1967).

VAHL, J.: Der Laser und seine bisherige Anwendung in der Zahnmedizin. Hippokrates 42, 488 - 506 (1971).

WILLENEGGER, H., PERREN, S., SCHENK, R.: Primäre und sekundäre Knochenbruchheilung. Chirurg 42, 241 - 52 (1971).

YULES, R., LAUB, D., HONEY, R., VASSILIADIS, A., CROWLEY, L.: The effect of Q-switched ruby laser radiation on dermal tattoo pigment in man. Arch. Surg. 95, 179 - 80 (1967).

VII. L E B E N S L A U F

Am 6. Juni 1950 wurde ich als Sohn des Augenarztes Dr. Herbert Joos und seiner Ehefrau Waltraud Joos geb. Lang in Freiburg/Brsg. geboren.
Meine Kindheit und Schulzeit verbrachte ich in meiner Geburtsstadt. Im Sommer 1969 bestand ich das Abitur am humanistischen Berthold-Gymnasium Freiburg.
Während des WS 69/70 hörte ich an der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz Vorlesungen in Geschichte und Russisch. Zum SS 70 wurde ich zum Medizin-Studium in Freiburg zugelassen. Nach dem Vorphysikum in Freiburg setzte ich an der Freien Universität Berlin das Studium fort, wo ich das Physikum (SS 72) und das Staatsexamen (WS 75/76) mit dem Gesamturteil "sehr gut" ablegte.
Zur Zeit bin ich als Medizinalassistent in der Gynäkologisch-Geburtshilflichen Abteilung des Martin-Luther-Krankenhauses in Berlin beschäftigt.

Meinen Dank möchte ich an dieser Stelle aussprechen

Herrn Professor Dr. E. Vaubel für die Überlassung des Themas und für seine freundliche und stetige Unterstützung und Beratung während der ganzen Arbeit,

weiterhin der Firma Messerschmitt-Bölkow-Blohm, München-Ottobrunn, insbesondere den Herren Dr. W. Rother und Dipl.-Ing. T. Halldorsson, die durch großzügiges Entgegenkommen diese Untersuchungen ermöglichten,

schließlich der Firma Waldemar Link, Hamburg, für die Überlassung ihres Mikrobohrgeräts.